

# Document made available under the Patent Cooperation Treaty (PCT)

International application number: PCT/JP05/002416

International filing date: 17 February 2005 (17.02.2005)

Document type: Certified copy of priority document

Document details: Country/Office: JP  
Number: 2004-041209  
Filing date: 18 February 2004 (18.02.2004)

Date of receipt at the International Bureau: 14 April 2005 (14.04.2005)

Remark: Priority document submitted or transmitted to the International Bureau in compliance with Rule 17.1(a) or (b)



World Intellectual Property Organization (WIPO) - Geneva, Switzerland  
Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle (OMPI) - Genève, Suisse

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

21.02.2005

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日            2 0 0 4 年    2 月 1 8 日  
Date of Application:

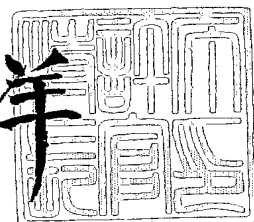
出 願 番 号            特 願 2 0 0 4 - 0 4 1 2 0 9  
Application Number:  
[ST. 10/C] :            [ J P 2 0 0 4 - 0 4 . 1 2 0 9 ]

出      願      人            国立大学法人大阪大学  
Applicant(s):

2 0 0 5 年    3 月 3 1 日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

小 川 洋



出証番号    出証特 2 0 0 5 - 3 0 2 8 3 3 9

【書類名】 特許願  
【整理番号】 P03458  
【あて先】 特許庁長官殿  
【国際特許分類】 A61B 1/00  
【発明者】  
    【住所又は居所】 兵庫県芦屋市伊勢町 4 番 8 号  
    【氏名】 八木 康史  
【発明者】  
    【住所又は居所】 大阪市住吉区東粉浜 3 丁目 3 0 番 1 3 号  
    【氏名】 越後 富夫  
【発明者】  
    【住所又は居所】 大阪府箕面市小野原東 4 丁目 1 0 番 2 0 号 2 0 7  
    【氏名】 佐川 立昌  
【特許出願人】  
    【識別番号】 598081115  
    【氏名又は名称】 八木 康史  
【特許出願人】  
    【住所又は居所】 大阪市住吉区東粉浜 3 丁目 3 0 番 1 3 号  
    【氏名又は名称】 越後 富夫  
【代理人】  
    【識別番号】 100126538  
    【弁理士】  
    【氏名又は名称】 嶺 直道  
【手数料の表示】  
    【予納台帳番号】 206875  
    【納付金額】 21,000円  
【提出物件の目録】  
    【物件名】 特許請求の範囲 1  
    【物件名】 明細書 1  
    【物件名】 図面 1  
    【物件名】 要約書 1

**【書類名】 特許請求の範囲****【請求項 1】**

消化器官内を撮像する内視鏡であつて、  
全方位カメラを備える  
ことを特徴とする内視鏡。

**【請求項 2】**

前記全方位カメラは、消化器官内に挿入されるプローブの先端に装着されている  
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

**【請求項 3】**

前記全方位カメラは、人間または動物が飲み込むことができるカプセル内に収納されて  
いる  
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

**【請求項 4】**

請求項 1～3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡と、  
前記全方位カメラの運動を推定する運動推定手段と、  
前記運動推定手段における推定結果に基づいて、前記全方位カメラで撮像された画像よ  
り消化器官内のパノラマ画像を生成するパノラマ画像生成手段とを備える  
ことを特徴とする内視鏡システム。

**【請求項 5】**

前記パノラマ画像生成手段は、前記全方位カメラの運動の推定結果に基づいて、前記全  
方位カメラより得られる複数の画像に対し、ビデオモザイク処理を施し、前記内視鏡  
の進行方向に直交する方向に対し、一定の見込み角を有するパノラマ画像を生成する  
ことを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 6】**

前記運動推定手段は、  
前記全方位カメラの観測点を球座標系で表現し、複数の画像列より、前記観測点の対応  
点を検出する対応点検出部と、  
複数の前記対応点から前記全方位カメラの運動を表現する運動パラメータを推定する運  
動パラメータ推定部とを有する  
ことを特徴とする請求項 4 または 5 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 7】**

前記運動推定手段は、  
前記全方位カメラより得られる時間的に異なる 2 枚の画像からエピソード拘束条件を用  
いて前記全方位カメラの運動を推定するカメラ運動推定部と、  
前記全方位カメラより得られる時間的に異なる複数の画像を用い、バンドルアジャスト  
メント処理を行い、前記カメラ運動推定部で推定された前記全方位カメラの運動を補正す  
るカメラ運動補正部とを有する  
ことを特徴とする請求項 4 または 5 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 8】**

前記カメラ運動補正部は、蠕動運動による消化器官内壁の変化を正弦波で近似し、バン  
ドルアジャストメント処理を行う  
ことを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 9】**

前記パノラマ画像生成手段は、消化器官を円筒形状でモデル化し、前記運動推定時に用  
いられた特徴点に基づいて、前記全方位カメラより得られる複数の画像を前記円筒形状に  
フィッティングさせる  
ことを特徴とする請求項 7 または 8 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 10】**

前記内視鏡は、さらに、自己の位置または姿勢を計測する位置・姿勢センサを備え、  
前記運動推定手段は、前記位置・姿勢センサでの計測結果を加味して、前記全方位カメ

ラの運動を推定する

ことを特徴とする請求項 4 ～ 9 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【書類名】明細書

【発明の名称】内視鏡および内視鏡システム

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡および内視鏡システムに関し、特に、消化器官内を観察するための内視鏡および内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療の分野で消化器官の検査を行うためにプローブ型内視鏡が用いられている。この内視鏡プローブの先端には、カメラ、照明、鉗子および洗浄水噴射口が装着されている。医師はプローブを口腔または肛門から消化器官に挿入し、先端部のカメラから得られる映像をモニタしながら診断、病変の採集、および治療を行っている。

口腔から挿入する内視鏡では、食道、胃、十二指腸の検査および治療が行われ、肛門から挿入する内視鏡では、直腸、大腸の検査および治療が行われている。しかし、小腸は成人男性で約3mと長く、小腸までプローブを挿入することが困難である。このため、小腸検査に現状の内視鏡は使用されていない。

【0003】

このため、小腸に対する新たな検査手法の提案が期待されている。その有力方法として、カプセル内視鏡が期待されている（例えば、非特許文献1参照）。カプセル内視鏡に関しては、4万例の臨床実験が欧米にて行われ注目されているが、日本国内ではこれから医療機器としての認定を受ける段階である。

カプセル内視鏡は、カプセルに封入されたカメラを被験者が飲み込み、胃から小腸、および大腸を通して排出されるまでの数時間に渡りカメラで消化器官の映像を撮り続けるものである。カプセル内視鏡は、治療は困難であるが、小腸の観察には非常に有効であると期待されている。また、カプセルを飲み込んだ後は、通常の生活を送ることができるため、被験者にとって、従来の内視鏡より検査の負担が少なく、内視鏡検査の一層の普及が見込まれている。

【0004】

以下では、本発明に関連する画像処理の一般的な背景技術について説明する。

[ビデオモザイクング]

運動を伴ったカメラにおける映像撮影において、隣り合う画像の特徴をもとに、カメラの運動成分を検出し、画像を貼り合わせ、静止画を生成する技術として、Video Mosaicing（ビデオモザイクング）が知られている。Video Mosaicingは、映像符号化における国際標準MPEG-4でも、スプライト圧縮法として標準になっている。この手法では、画像における特徴点が隣り合うフレーム間でどのように移動したかを検出し、カメラの運動パラメータを検出している。この手法として、移動する特徴点とカメラ運動による見かけの特徴点移動とを判別するため、カメラ運動を優勢な動きと仮定する手法（例えば、非特許文献2参照）や、前景と背景になる2種類の領域に画像を分類して、背景からカメラの運動パラメータを検出する手法（例えば、非特許文献3参照）がある。

【0005】

[カメラ運動と3次元情報との同時推定]

また、カメラ運動を伴った撮影において、その画像列からカメラ運動パラメータとシーンの3次元情報を同時に検出する方法がStructure From Motion（SFM）として知られている。SFMの一手法として、カメラ運動によって生ずる複数の特徴点の系列を観測行列とし、因子分解法で得られた結果において、対象となる静止シーンはランク3で拘束されるという性質を用いたものがある。このことから、カメラ運動および3次元情報を検出する（例えば、非特許文献4参照）。またこの手法を拡張し、複数の3次元構造を線形結合することにより、変形するシーンに対する3次元情報を獲得する手法（例えば、非特許文献5参照）がある。

## 【0006】

また、得られた画像列から移動するカメラの運動推定の問題に対し、異なる視点から得られた2つの画像の対応する特徴点がエポポーラ拘束によって基礎行列によって表現でき、7組以上の特徴点対から運動パラメータが推定可能であることが示されている（例えば、非特許文献6参照）。さらに、あらかじめ求めたカメラ位置と特徴点の位置とを多数の画像を用いて、正確な値に補正するバンドルアジャストメントと呼ばれる方法が写真測量の分野で用いられている（例えば、非特許文献7参照）。

## 【0007】

## [カメラ位置情報の獲得]

また、カメラの位置を知るために、内視鏡にセンサが装着されているものがある。カプセル内視鏡では、カプセル内視鏡から発信された映像を複数のアンテナで受信することで、体内でのカプセルの位置情報を得る技術が開発されている。

【非特許文献1】 “M2Aカプセル内視鏡検査ギブン診断システム (M2A (R) Capsule Endoscopy Given (R) Diagnostic System) ”、[online]、ギブニメージング社 (Given Imaging Ltd.)、[平成16年2月4日検索]、インターネット<URL: [http://www.givenimaging.com/NR/rdonlyres/76C20644-4B5B-4964-811A-071E8133F83A/0/GI\\_Marketing\\_Brochure\\_2003.pdf](http://www.givenimaging.com/NR/rdonlyres/76C20644-4B5B-4964-811A-071E8133F83A/0/GI_Marketing_Brochure_2003.pdf)>

【非特許文献2】 H. Sawhney, S. Ayer, “Compact Representations of Videos Through Dominant and Multiple Motion Estimation,” IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 18(8), pp. 814-830, 1996.

【非特許文献3】 A. Bartoli, N. Dalal, and R. Horaud, “Motion Panoramas,” I NRIA Research Report RR-4771

【非特許文献4】 C. Tomasi and T. Kanade, “Shape and Motion from Image Streams under Orthography: A Factorization Method,” IJCV, vol. 9, no. 2, pp. 137-154, 1992.

【非特許文献5】 L. Torresani, D.B. Yang, E.J. Alexander, and C. Bregler. “Tracking and Modeling Non-Rigid Objects with Rank Constraints,” In Proc. CVP R, vol. I, pp. 493-500, 2001.

【非特許文献6】 O. Faugeras, T. Luong, and S. Maybank, “Camera self-calibration: theory and experiments,” in G. Sandini (ed.), Proc 2nd ECCV, Vol. 588 of Lecture Notes in Computer Science, Springer-Verlag, Santa Margherita Ligure, Italy, pp. 321-334, 1992.

【非特許文献7】 D. Brown. “The bundle adjustment - progress and prospect.” In XIII Congress of the ISPRS, Helsinki, 1976.

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0008】

しかしながら、現状の内視鏡は、プローブを挿入するには、カメラの前方視野が開かれているため、挿入操作には適しているが、実際に診察する消化器官の壁面はプローブの側面にあり、医師の観察が困難である。また、消化器官には襞があり、挿入口から襞の裏面が医師から死角になりやすく、襞裏面の映像表示が困難になることによる病変の見落としが懸念されている。

## 【0009】

カプセル内視鏡においても、従来のプローブ型内視鏡のように、カプセルの前方を視野とするもので、カプセルが消化器官を移動する間に画像を撮影するが、カプセルに方向制御する機能がないため、前方視野のカメラが消化器官の全ての内壁を撮影できない場合がある。このため、検査の見落としに繋がる重大な問題となる。

また、カプセル内視鏡では、約8時間程度かけてカプセルが消化器官内を通過することから、一旦録画した映像を再生することで検査を行っている。そのため、カプセル内視鏡による消化器官の診断方法は、画像を1枚ずつ観察する方法が取られている。このため、

専門医が診療に要する時間が大きな負担になっている。

【0010】

一方、CT（コンピュータ断層撮影）を使った腸の3次元像の生成は、腸管全体をモデリングする手法として話題になったが、小さい病変や平坦な病変を検出できないということとで、内視鏡に比べ性能が劣る。

本発明は、上述の課題を解決するためになされたもので、その目的は、死角がなく、医師による病巣の見落としを防止可能な内視鏡および内視鏡システムを提供することを第1の目的とする。

【0011】

また、医師の診断効率を向上させる内視鏡および内視鏡システムを提供することを第2の目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記目的を達成するために、本発明のある局面に係る内視鏡は、消化器官内を撮像する内視鏡であって、全方位カメラを備えることを特徴とする。

内視鏡に全方位カメラを備えている。全方位カメラでは、内視鏡の進行方向に対する側方視野を観察可能である。このため、従来の内視鏡では不得意であった消化器官側方の視認が可能になる。また、周囲360度のシームレスな映像を同時に獲得可能である。このため、医師による病巣の見落としを防止することが可能になる。

【0013】

また、全方位カメラは、側方視野においても視野角があるため、消化器官内壁を側面から正対して眺めた映像だけでなく、ある見込み角を持って撮影された画像も存在する。また、撮影はカメラの移動を伴って行われるため、膨大な量の画像が得られる。その中には、腸壁の手前の画像や、腸壁の裏面の画像も含まれる。このため、これらの画像を見ることにより、医師にとっては死角となる部分が少なくなり、病変の見落としを防止することができる。

【0014】

また、前記全方位カメラは、消化器官内に挿入されるプローブの先端に装着されていてよいし、前記全方位カメラは、人間または動物が飲み込むことができるカプセル内に収納されていてよい。

【0015】

本発明の他の局面に係る内視鏡システムは、上述の内視鏡と、前記全方位カメラの運動を推定する運動推定手段と、前記運動推定手段における推定結果に基づいて、前記全方位カメラで撮像された画像より消化器官内のパノラマ画像を生成するパノラマ画像生成手段とを備えることを特徴とする。好ましくは、前記パノラマ画像生成手段は、前記全方位カメラの運動の推定結果に基づいて、前記全方位カメラより得られる複数の画像に対し、ビデオモザイク処理を施し、前記内視鏡の進行方向に直交する方向に対し、一定の見込み角を有するパノラマ画像を生成する。

【0016】

全方位カメラは周囲360度のシームレスな映像を獲得可能である。このため、全方位カメラの運動を推定し、消化器官内壁のパノラマ画像を生成することができる。全方位カメラは側方視野が広いため、消化器官内壁を側面から眺めた映像だけでなく、壁の手前、および裏面の映像も獲得できるため、医師にとって死角となる部分が小さくなる。

前記運動推定手段は、前記全方位カメラの観測点を球座標系で表現し、複数の画像列より、前記観測点の対応点を検出する対応点検出部と、複数の前記対応点から前記全方位カメラの運動を表現する運動パラメータを推定する運動パラメータ推定部とを有していてもよい。

【0017】

また、前記運動推定手段は、前記全方位カメラより得られる時間的に異なる2枚の画像からエピソード拘束条件を用いて前記全方位カメラの運動を推定するカメラ運動推定部と



、前記全方位カメラより得られる時間的に異なる複数の画像を用い、バンドルアジャストメント処理を行い、前記カメラ運動推定部で推定された前記全方位カメラの運動を補正するカメラ運動補正部とを有していてもよい。好ましくは、前記カメラ運動補正部は、蠕動運動による消化器官内壁の変化を正弦波で近似し、バンドルアジャストメント処理を行う。このように、蠕動運動による消化器官内壁の変化を正弦波で近似することにより、より、正確なカメラ運動を求めることができ、ひいてはより正確なパノラマ画像を得ることができ、医師の誤診断を防ぐことができるようになる。

#### 【0018】

さらに好ましくは、前記パノラマ画像生成手段は、消化器官を円筒形状でモデル化し、前記運動推定時に用いられた特徴点に基づいて、前記全方位カメラより得られる複数の画像を前記円筒形状にフィッティングさせる。

消化器官を円筒形状でモデル化することにより、小腸や大腸などの円筒形からなる消化器官の3次元的なパノラマ画像を得ることができ、その展開画像を作成することができる。このため、医師の診断を正確かつ効率的に行なうことができるようになる。特に約8時間かけて画像を撮像するカプセル内視鏡においては、膨大な量の画像データが得られる。このため、これらの膨大な量の画像データから、カメラの移動パラメータを求め、近似した幾何学形状に画像を貼り合わせることで、重複する冗長な情報を削除し、有効な画像だけが描画される。よって、より効率的な診察が可能になる。

#### 【0019】

さらに好ましくは、前記内視鏡は、さらに、自己の位置または姿勢を計測する位置・姿勢センサを備え、前記運動推定手段は、前記位置・姿勢センサでの計測結果を加味して、前記全方位カメラの運動を推定する。

画像からのカメラ運動の推定は、通常、パノラマ生成に適した精度は得られるが、しばしば、大きな誤りを生ずる危険もある。そこで、位置・姿勢センサを併用することによって、大きな誤りをセンサで防ぎ、詳細は画像処理に依ると、パノラマ画像生成の高精度化とともに、パノラマ画像生成の高速化が可能になる。

#### 【発明の効果】

#### 【0020】

以上説明したように、本発明によると死角がなく、医師による病巣の見落としを防止可能な内視鏡および内視鏡システムを提供することができる。

また、医師の診断効率を向上させる内視鏡および内視鏡システムを提供することができる。

#### 【0021】

このように、従来撮像が困難であった前方側面および後方側面を含む消化器官内の側面のパノラマ画像を得ることができ、医師の病変の見落とし防止および診断効率の向上に対する貢献は非常に大きく、医療機器の分野および医学の進歩への貢献ははかりし得ないものがある。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0022】

以下、本発明の実施の形態に係る内視鏡システムについて図面を参照しながら説明する。

#### 【0023】

##### [内視鏡の構成]

本実施の形態に係る内視鏡の構成として、プローブ型内視鏡とカプセル内視鏡の2種類の内視鏡について説明する。

#### 【0024】

##### 1. プローブ型内視鏡

図1は、本発明の実施の形態に係るプローブ型内視鏡の構成を示す図である。図2は、図1に示したプローブ型内視鏡20の先端部24の外観図である。プローブ型内視鏡20の先端部24には、全方位カメラ32と、照明34と、鉗子36と、洗浄水噴射口38と

が備えられている。

#### 【0025】

全方位カメラ32は、消化器官内を撮像するための装置であり、周囲360度の画像を撮像可能である。照明34は、消化器官内に光を当てるために用いられる。鉗子36は、消化器官内の組織や病巣などを挟んだり圧迫したりするのに用いられる用具である。洗浄水噴射口38は、消化器官内の分泌物が付着した全方位カメラ32を洗浄するための水の噴射口である。

#### 【0026】

プローブ型内視鏡20には直交コイルからなるレシーバー26が備えられており、レシーバー26は、プローブ型内視鏡20の位置および姿勢を推定するために用いられる。

全方位カメラ32で撮像された画像は、プローブ型内視鏡20に接続された画像処理装置22の表示部28に表示される。

#### 【0027】

図3は、全方位カメラ32の内部構成を示す図である。全方位カメラ32は、双曲面ミラー42と、撮像部44とを備えている。双曲面ミラー42とは、2葉双曲面の一方の双曲面の形状をしたミラーである。撮像部44は、双曲面ミラー42で反射した光を受光するレンズ46と、撮像面48とを含む。なお、レンズ46は、2葉双曲面の他方の双曲面の焦点位置にレンズ中心を有するものとする。

#### 【0028】

双曲面ミラー42を用いた全方位カメラ32は、山澤らにより提案されたHyperOmni Visionを用いるものとする。

図4を参照して、双曲面ミラー42は、2葉双曲面のうち $Z > 0$ の領域にある双曲面をミラーとして用いたものである。2葉双曲面とは双曲線を実軸（Z軸）周りに回転することで得られる曲面である。2葉双曲面は、 $(0, 0, +c)$ と $(0, 0, -c)$ との2つの焦点を持つ。ただし、

#### 【0029】

##### 【数1】

$$c = \sqrt{a^2 + b^2}$$

である。ここで、図5に示すようにZ軸を鉛直軸とする3次元座標系O-XYZを考える。この時2葉双曲面は以下の式(1)で表わされる。

#### 【0030】

##### 【数2】

$$\frac{X^2 + Y^2}{a^2} - \frac{Z^2}{b^2} = -1 \quad (1)$$

なお、定数aおよびbは、双曲線の形状を定義するものである。図6を参照して、全方位カメラHyperOmni Visionは、鉛直下向きに設置された $Z > 0$ の領域にある双曲面ミラー42とその下に鉛直上向きに設置された撮像部（図示せず）とから構成される。この時、双曲面ミラー42の焦点OMおよびカメラのレンズ中心OCは、それぞれ2葉双曲面の2つの焦点 $(0, 0, +c)$ および $(0, 0, -c)$ に位置するように双曲面ミラー42および撮像部が配置される。画像面xyはXY平面に平行で、かつ撮像部のレンズ中心OCからカメラの焦点距離fだけ離れた平面とする。双曲面ミラー42の反射面、双曲面ミラー42の焦点OMおよびカメラのレンズ中心OCは以下の式(2)で表わされる。

#### 【0031】

## 【数 3】

$$\left\{ \begin{array}{ll} \text{ミラー面} & \frac{X^2 + Y^2}{a^2} - \frac{Z^2}{b^2} = -1 (Z > 0) \\ \text{ミラーの焦点 OM} & (0, 0, +c) \\ \text{カメラのレンズ中心 O C} & (0, 0, -c) \end{array} \right. \quad (2)$$

図 6 を参照して、空間中の任意の点 P (X, Y, Z) に対する画像上での写像点を p (x, y) とした時、点 P の方位角  $\theta$  は以下の式 (3) で表わされる。

【0 0 3 2】

$$\tan \theta = Y/X = y/x \quad \dots (3)$$

すなわち  $Y/X$  で定められる点 P の方位角  $\theta$  は、 $y/x$  で定められる写像点 p の方位角  $\theta$  を算出することにより得られる。このように 360 度パノラマ状の領域内にある対象物体の方位角  $\theta$  が、その物体の画像面上の写像の方位として直接現れる。

また、図 7 を参照して、点 P と Z 軸とを含む鉛直断面を想定すると、点 P と写像点 p との間には、以下の式 (4) の関係が成立つ。

【0 0 3 3】

【数 4】

$$\left\{ \begin{array}{l} Z = \sqrt{X^2 + Y^2} \tan \alpha + c \\ \alpha = \tan^{-1} \frac{(b^2 + c^2) \sin \gamma - 2bc}{(b^2 + c^2) \cos \gamma} \\ \gamma = \tan^{-1} \frac{f}{\sqrt{x^2 + y^2}} \end{array} \right. \quad (4)$$

すなわち双曲面ミラー 4 2 の焦点 OM からの点 P の方位角  $\theta$  および俯角  $\alpha$  は、カメラのレンズ中心 OC を双曲面の焦点位置に設けることで、写像点 p (x, y) より、一意に求められる。この時、双曲面ミラー 4 2 の焦点 OM は固定されているため、入力画像を双曲面ミラー 4 2 の焦点 OM からみたカメラを鉛直軸周りに回転して得られる画像 (パノラマ画像) または通常のカメラの画像に変換できる。

【0 0 3 4】

全方位カメラ HyperOmni Vision に関しては、「山澤一誠他：” 移動ロボットのナビゲーションのための全方位視覚センサ”，電子情報通信学会論文誌 D-I I V o l . J 7 9 - D-I I N o . 5 p p . 6 9 8 - 7 0 7 (1996 年 5 月)」などに詳しく開示されている。

【0 0 3 5】

## 2. カプセル内視鏡

図 8 は、カプセル内視鏡の構成を示す図である。カプセル内視鏡 5 0 は、双曲面ミラー 4 2 および撮像部 4 4 からなる全方位カメラと、照明 3 4 と、レーザ 2 6 とを備えている。撮像部 4 4 で撮像された画像は、外部に設けられた画像処理装置に配信され、画像処理装置において画像処理および画像表示が行われる。

## [消化器官展開画像の作成]

以上のようにして構成された内視鏡（プローブ型内視鏡またはカプセル型内視鏡）に装着された全方位カメラ 32 を用いて映像を獲得する。特に、カプセル内視鏡 50 では、封入可能な全方位カメラ 32 によって、内視鏡の周囲 360 度の映像を獲得する。

## 【0036】

内視鏡画像の 1 フレームから獲得できる周囲映像の範囲は狭いが、内視鏡の移動を復元することにより、フレーム毎の映像を重ね合わせることができる。

## 【0037】

図 9 は画像処理の内容を説明する概念図である。図 9 (a) は、小腸 60 内をカプセル内視鏡 50 が移動する様子を示した図である。カプセル内視鏡 50 は、図中矢印で示すように、小腸 60 の蠕動運動に従い、小腸 60 内を口腔側から肛門側へ進行する。カプセル内視鏡 50 は、消化器官内を約 8 時間かけて通過することから、進行速度は緩やかである。このため、フレーム間の画像は重なりが多く、密な画像の貼り合わせが可能である。

## 【0038】

よって、図 9 (b) のように、全方位カメラにより得られた画像をパノラマ画像に変換し、図 9 (c) のように、消化器官の形状を単純な幾何学形状にモデル化し、その上に画像を貼り合わせる。その後、図 9 (d) に示すような消化器官の一部を切断した展開画像を生成することで、仮想的な消化器官の解剖画像を得ることができる。このため、医師は、解剖画像を見ることにより、病巣の発見をすばやく行なうことができ、診断に大きな支援となり得る。そのためには、カメラの移動成分を正確に検出することが大きな課題である。

## 【0039】

[全方位カメラの運動推定および画像生成]

全方位カメラ 32 の運動は、時間的に連続する画像列における対応する画像点から検出することができる。全方位カメラ 32 では、対応点が撮像面 48 に方位として投影されている。このため、球座標系を用いて画像を表現することができる。

## 【0040】

図 10 は、球座標系における全方位カメラ 32 の移動を示す図である。図 10 においては、全方位カメラ 32 の移動を座標系の移動として表現しており、移動前後の全方位カメラ 32 位置における同一の対応点を対応点 70 として図中に示している。なお、全方位カメラ 32 位置は、座標系の原点である。

球座標系と XYZ 座標系の関係は次式 (5) により示される。

## 【0041】

## 【数 5】

$$\begin{aligned} X &= \rho \sin \phi \cos \theta \\ Y &= \rho \sin \phi \sin \theta \\ Z &= \rho \cos \phi \end{aligned} \quad (5)$$

球座標系では、撮像面  $(\rho_0, \phi, \theta)$  における 3 次元座標点  $(\rho, \Phi, \Theta)$  は、撮像面で次式 (6) に従い投影される。

## 【0042】

【数 6】

$$\begin{aligned}\phi' &= \Phi' \\ \theta' &= \Theta'\end{aligned}\tag{6}$$

また、カメラ移動後の座標系と移動前の座標系との関係は、回転行列  $R$  と、並進行列  $t$  によって表現でき、次式 (7) に示す関係が成り立つ。

【0 0 4 3】

【数 7】

$$\begin{pmatrix} \rho' \\ \Phi' \\ \Theta' \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} \rho \\ \Phi \\ \Theta \end{pmatrix} + t \tag{7}$$

$$R = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{pmatrix}, t = \begin{pmatrix} \rho_t \\ \Phi_t \\ \Theta_t \end{pmatrix}$$

カメラから対象点までの距離を一定値  $\rho_0$  であると近似し、式 (7) を式 (6) に代入すると、次式 (8) の関係が成立し、固定された複数の 3 次元座標点から回転パラメータおよび並進パラメータが求められる。

【0 0 4 4】

【数 8】

$$\begin{aligned}\phi' &= r_{21}\rho_c + r_{22}\phi + r_{23}\theta + \phi_t \\ \theta' &= r_{31}\rho_c + r_{32}\phi + r_{33}\theta + \theta_t\end{aligned}\tag{8}$$

しかしながら、消化器官内壁は蠕動運動をするため、その映像もゆっくりした動きが見られる。しかし、その動きはカメラの撮像レートに比べ、非常に遅いため、連続する数フレーム間における 3 次元対象物の移動速度を線形に近似することができる。したがって、画像撮像時刻  $t_i$  において 1 つ前の画像撮像時刻  $t_{i-1}$  から決定したカメラ運動を投影面上に投影したときのズレ量  $D_i$  が 1 つ後の画像撮像時刻  $t_{i+1}$  においても保たれるように、カメラ運動パラメータが決定される。ズレ量  $D_i$  は毎時計測を行い、短時間では線形近似、長時間では非線形なカメラ運動パラメータが求められるようにする。

【0 0 4 5】

カメラ運動が決定すると、次に消化器官をその形状の概略を表す円筒等でモデル化し、円筒面に画像を投影する。この際、貼り合わせる画像によって見える角度の異なる画像を生成する。図 11 は、見える角度の異なる画像の一例を示す図である。図 11 に示すように、内視鏡の前方 45 度の消化器官内の周囲 360 度のパノラマ画像と、内視鏡側方のパノラマ画像と、内視鏡後方 45 度のパノラマ画像とを一度に表示する画像を生成する。

【0 0 4 6】

図 12 は、パノラマ画像の生成方法を説明するための図である。まず、内視鏡 50 (20) の全方位カメラ 32 により撮像された画像に基づいて、全方位カメラ 32 が内壁側面

90を正面から捉えたパノラマ画像84を生成する。この際、数10秒間のカメラ運動の平均をカメラの標準姿勢とし、その姿勢から側面を捉えたパノラマ画像84を数10秒間に渡る複数の画像よりVideo Mosaicing処理を行うことにより求める。この操作をカメラ運動の全てに適用し、側方正面から消化器官の内壁を見たパノラマ画像84を生成する。

#### 【0047】

次に、消化器官の壁を観察しやすいパノラマ画像を生成する。標準姿勢から内視鏡50(20)の側方より前方、例えば45度前方の見込み角にある画像を貼り合わせる画像とし、Video Mosaicing処理により複数の画像の貼り合わせを行い、内視鏡の側方より前方方向に位置する消化器官の内壁92を見たパノラマ画像82を生成する。同様にして、内視鏡の側方より後方に位置する消化器官の内壁94を見たパノラマ画像86を生成する。

#### 【0048】

次に、運動する消化器官を撮影した全方位カメラ映像から、カメラの運動を推定するだけでなく、消化器官の3次元情報を推定し、任意の角度から眺めた内壁の画像を生成する技術について説明する。

#### 【0049】

従来、カメラの運動を推定する問題では観測対象は静止していると仮定していたが、腸内の映像では蠕動運動がおこるため観測対象の静止を仮定することが困難である。しかし、その運動は非常にゆっくりした速度であるので、以下のような2段階からなる手法によりカメラの運動を推定することができる。

#### 【0050】

(1) ビデオ映像の連続した2枚の画像からエピソード拘束条件を用いてカメラ運動を推定する。2枚の画像は非常に短い間隔で撮影されているので、その間は観測対象が静止していると仮定する。

#### 【0051】

(2) 時系列で得られた多数の画像を用い、バンドルアジャストメントの技術に基づいて、(1)の方法で得られたカメラの運動を補正する。画像を取得した時間に差が発生するため、その間に蠕動運動が起こる。そのため追跡している特徴点の位置に時間変化の項を加えてカメラ運動を推定する。

#### 【0052】

まず、(1)の方法では画像中から特徴点を抽出し、連続する画像間でその特徴点を追跡する。これらを行う技術は様々提案されているので、その手法を用いる。例えば、「C. Harris and M. Stephens, "A combined corner and edge detector," In Proc. Fourth Alvey Vision Conference, pp. 147-151, 1988.」や「B. Lucas and T. Kanade, "An Iterative Image Registration Technique with an Application to Stereo Vision," Proc. of 7th International Joint Conference on Artificial Intelligence (IJCAI), p. 674-679.」などに記載の方法が知られている。

#### 【0053】

すなわち、ここでは、これらの手法と同様にカメラ運動を推定する。異なる視点から得られた2つの画像の対応する特徴点 $m$ 、 $m'$ はエピソード拘束によって基礎行列 $E$ を用いると、 $mEm' = 0$ なる関係が成立する。ここで、7組以上の特徴点が多ければ、基礎行列 $E$ を決定することができ、基礎行列 $E$ は座標系の回転行列 $R$ と平行移動ベクトル $t$ とに分解することが可能である。このため、カメラ運動を推定することができる。ただし、特徴点の対応付けには誤差が含まれるのでロバスト推定の手法であるRANSACを用いて誤対応を除去する。カメラ運動がわかった場合には、三角測量の原理から特徴点の3次元空間中での位置を計算することができる。腸を観測した場合には、特徴点は円筒状に並ぶ。そこで計算された特徴点の位置に対して円筒モデルをフィッティングし、円筒の中心 $v_c$ と軸の向き $v_a$ とを推定する。これらは最小二乗法を用いて計算する。

#### 【0054】

次に(2)の方法では、上述の方法によって求めたカメラ位置と特徴点の位置とを多数の画像を用いて補正する。この方法では、次式(9)で表される誤差を最小化する。ここで $M_i$ は3次元空間中の特徴点の位置、 $m_{ij}$ は $M_i$ に対応する画像番号 $j$ での特徴点の画像中での位置である。 $R_j$ 、 $t_j$ は画像番号 $j$ でのカメラの位置姿勢を表す。バンドルアジャストメントではパラメータを $M_i$ 、 $R_j$ 、 $t_j$ として誤差を最小化する。最小化にはLevenberg-Marquardt法などの反復計算を用いる。

【0055】

しかし、腸内の映像では蠕動運動によって観測の間に3次元における位置 $M_i$ が移動するため上記の誤差を修正し、次式(10)で表される誤差を最小化する。ここで関数 $f$ が蠕動運動を表すモデルである。蠕動運動における消化器官内壁の変化は正弦波で近似することが可能であるので、次式(11)のように関数 $f$ を表す。

【0056】

【数9】

$$\sum_j^K \sum_i^N |P(R_j M_i + t_j) - m_{ij}|^2 \quad (9)$$

$$\sum_j^K \sum_i^N |P(R_j f(M_i, j) + t_j) - m_{ij}|^2 \quad (10)$$

$$\begin{aligned} f(M, j) &= M + a \sin(bj - cv) v_n \\ v &= (M - v_c) \cdot v_a \\ v_n &= M - v_c - v \end{aligned} \quad (11)$$

ここで $v_c$ 、 $v_a$ は上述の円筒モデルの中心位置と軸の向きとである。関数 $f$ はパラメータ $a$ 、 $b$ 、 $c$ で表されるので、バンドルアジャストメントにおいて用いるパラメータに $a$ 、 $b$ 、 $c$ を加えて誤差を最小化する。

【0057】

また、パノラマ画像を生成するためのカメラ移動成分を、画像以外に内視鏡に取り付けたセンサによって獲得した結果を利用する方法がある。磁界やマイクロ波などを利用し、センサの位置・姿勢6自由度を実時間推定することが市販技術として存在する。これらのセンサにより得られた3次元位置姿勢情報からパノラマ画像の生成を行うこともできるが、通常、このようなセンサの推定精度は、磁気センサの場合、角度精度が0.5度、位置精度が1.8mm程度のため、それらの情報をそのまま利用してもカメラ運動が不正確である。このため、正確なパノラマ画像を生成することが困難である。そこで、これらのセンサにより得られた3次元位置姿勢情報を上述のカメラの運動推定手法の初期値とすることで、より高速な画像生成が可能になる。

【0058】

なお、位置・姿勢推定用磁気センサとしては、以下のようなものがある。

オリンパス株式会社の販売する内視鏡挿入形状観測装置UPD(オリンパス株式会社の商標)では、磁気センサによる内視鏡の全体形状の計測が可能である。

また、一般に磁気センサを用いた位置計測の代表的な手法としては、交流電流を流したトランスミッタ(直交コイル)の磁界中に、内視鏡先端部に装着したレシーバー(直交コイル)を置くと、レシーバーに起電流が誘起されることを利用し、この起電流の大きさからトランスミッタを基点としたレシーバーの位置および方位を計算する手法がある。たとえば、Polhemus Inc.のFASTTRACK(Polhemus Inc.の登録商標)では3次元座標値(X、Y、Z)およびオイラー角(Pitch, Yaw, R

o 11) の 6 自由度の測定が可能である。

【0059】

また、直流磁界を利用した磁気センサ mini BIRD (Ascension Technology Corporation の登録商標) は、10mm×5mm×5mm の小型センサで、医療機器の先端に取り付けることで、実時間で 6 自由度の値 (3 次元座標値とオイラー角) が計測できる。さらに、磁気センサと同様に、マイクロ波などの電波のアンテナへの到着時間の遅れを利用し、発信源の 3 次元位置を推定する手法を利用することでもパノラマ化のための初期値を与えることができる。

【0060】

以上説明したように、本発明の実施の形態によるとプローブ型内視鏡に対し、全方位カメラを用いることにより、現状の内視鏡より視認性の良い全方位内視鏡が容易に実現できる。すなわち、従来のプローブ型内視鏡で苦手であった側方の視認が用意に実現できる。

また、見込み角を考慮したパノラマ画像を医師に提示することができる。このため、従来のプローブ型内視鏡では苦手であった側方よりも後方の画像を医師に提示することができる。特に、下部内視鏡は、直腸および大腸の大きな襞を観察することが多く、大腸の大きく曲がった部位の襞の裏面は、現状の内視鏡では見えないことから、病巣の見落としの危険があるが、全方位内視鏡でその危険回避に繋がる可能性が高い。

【0061】

さらに、近い将来、実用化されるカプセル内視鏡は消化器官内を食物と同じ流れで移動するため、その方向、位置の制御は困難で、現状の前方視野だけでは、周囲映像を撮影できない場合もありえる。それに対し、全方位カメラを備えたカプセル内視鏡は、視野が側方の全周囲で、かつカバー領域が広いと、一部を撮り残す可能性は低い。また、カメラで撮影した大量の画像データを効率よく検査するには、非常に熟練した技術を必要とする。大量の画像をパノラマ映像として貼り付け、展開した画像は、内視鏡に熟練していない消化器系の医師でも診断が容易で、医療技術の向上にも役立つ。

【0062】

さらにまた、画像からのカメラ運動の推定は、通常、パノラマ生成に適した精度は得られるものの、急激に内視鏡の位置や姿勢に変化が生じた場合には、誤った推定をしてしまう可能性もある。そこで、本発明では、磁気センサ等の位置・姿勢センサを併用することによって、大局的な位置および姿勢を予め位置・姿勢センサで計測し、その後の詳細な位置・姿勢推定は画像処理により行なうことができる。このため、大きな誤推定をセンサで防ぐことができ、パノラマ画像生成の高精度化とともに、パノラマ画像生成の高速化が可能になる。

【0063】

また、式 (11) に示すように、カメラ運動の補正を行う際に、蠕動運動における消化器官内壁の変化を正弦波で近似している。このため、より正確なカメラ運動を求めることができる。ひいては、正確なパノラマ画像生成を行なうことができる。

【0064】

以上、本発明に係る内視鏡システムについて、実施の形態に基づいて説明したが、本発明は、この実施の形態に限定されるものではない。

【0065】

例えば、現状の内視鏡にアタッチメントとして全方位ミラーを取り付け、全方位視覚を実現するようにしてもよい。

また、全方位カメラには、双曲面ミラーを用いるもの以外であっても、円錐ミラー、球面ミラー、放物面ミラー等を用いるものであってもよい。さらに、それらのミラーを複数組み合わせたものであってもよい。

【0066】

また、本発明は、腸管の検査に限られるものではなく、その他の臓器や、血管内の検査等に用いられるものであってもよい。例えば、マイクロマシン技術に本発明を適用し、血



管の内壁の画像を撮像するようなシステムに適用してもよい。

【産業上の利用可能性】

【0 0 6 7】

本発明は、内視鏡に適用でき、特に、プローブ型内視鏡やカプセル内視鏡等に適用できる。

【図面の簡単な説明】

【0 0 6 8】

【図 1】 本発明の実施の形態に係るプローブ型内視鏡の構成を示す図である。

【図 2】 図 1 に示したプローブ型内視鏡の先端部の外観図である。

【図 3】 全方位カメラの内部構成を示す図である。

【図 4】 2 葉双曲面を説明する図である。

【図 5】 全方位カメラの構成を示す図である。

【図 6】 空間中の任意の点と画像上での写像店との関係を説明する第 1 の図である。

【図 7】 空間中の任意の点と画像上での写像店との関係を説明する第 2 の図である。

【図 8】 カプセル内視鏡の構成を示す図である。

【図 9】 モザイク処理による画像処理を説明するための図である。

【図 1 0】 球座標系における全方位カメラの移動を示す図である。

【図 1 1】 見える角度の異なる画像の一例を示す図である。

【図 1 2】 パノラマ画像の生成方法を説明するための図である。

【符号の説明】

【0 0 6 9】

2 0 プローブ型内視鏡

2 2 画像処理装置

2 4 先端部

2 6 レシーバー

2 8 表示部

3 2 全方位カメラ

3 4 照明

3 6 鉗子

3 8 洗浄水噴射口

4 2 双曲面ミラー

4 4 撮像部

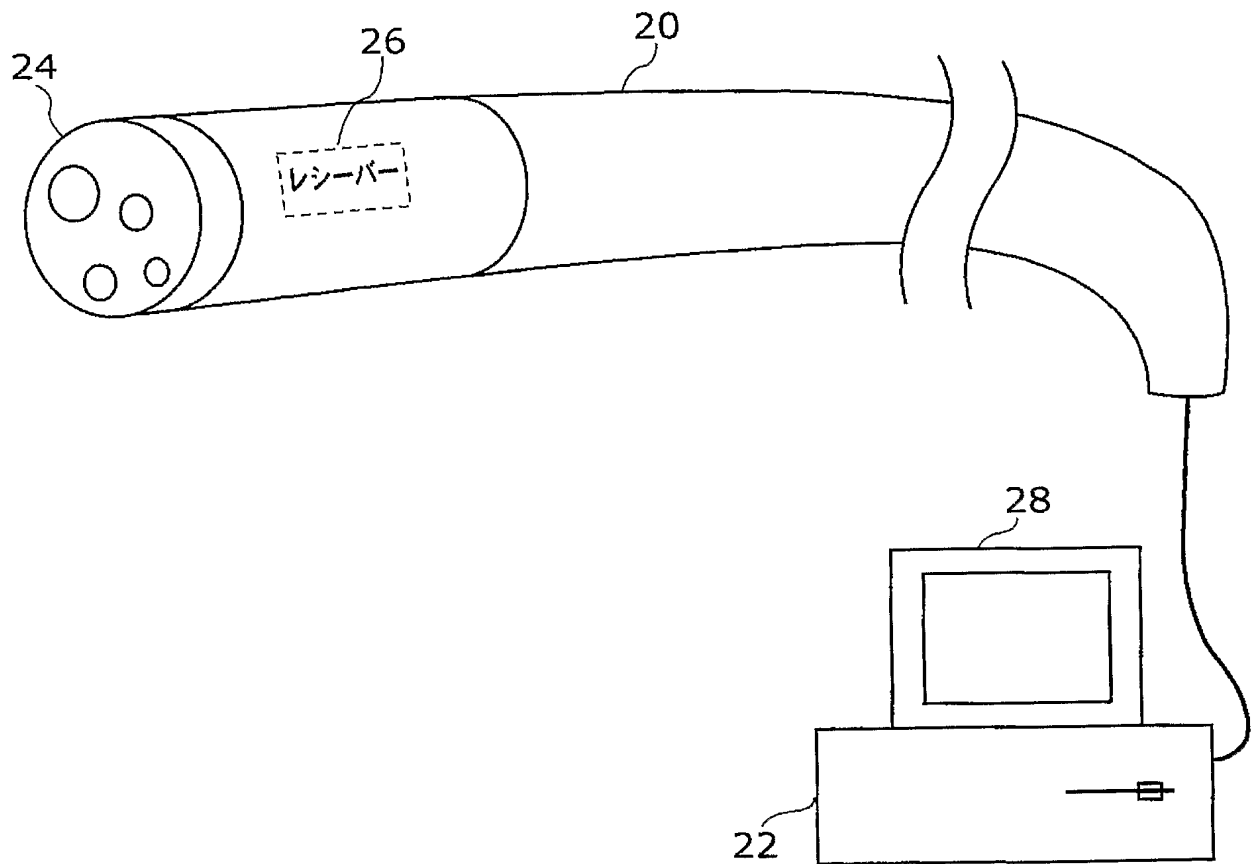
4 6 レンズ

4 8 撮像面

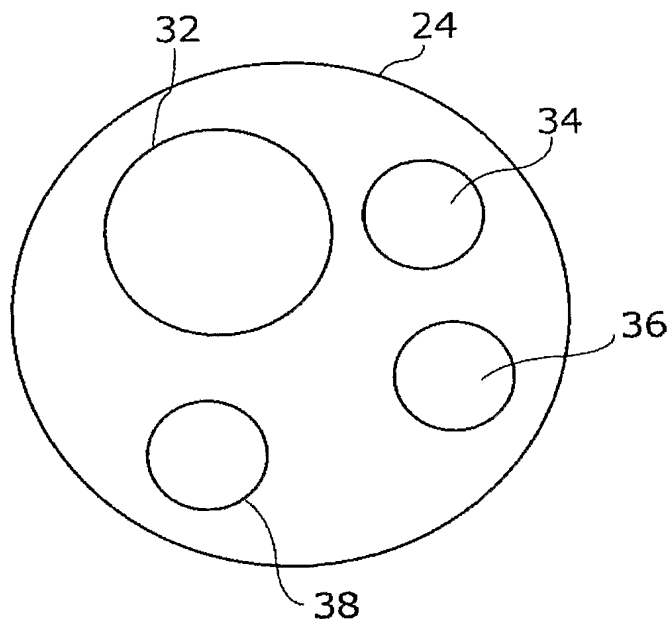
5 0 カプセル内視鏡

6 0 小腸

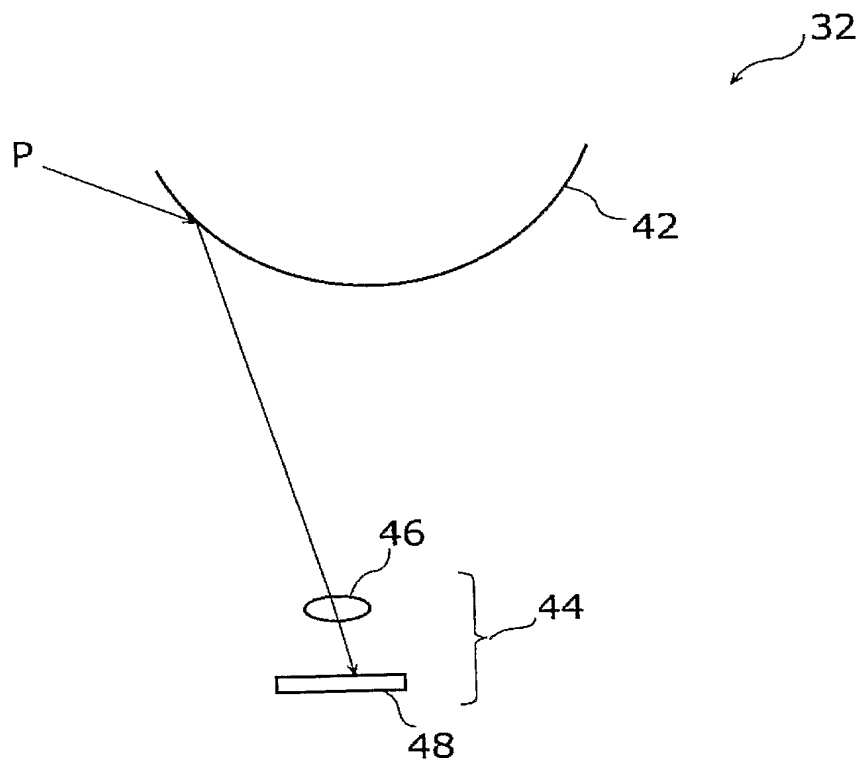
【書類名】 図面  
【図 1】



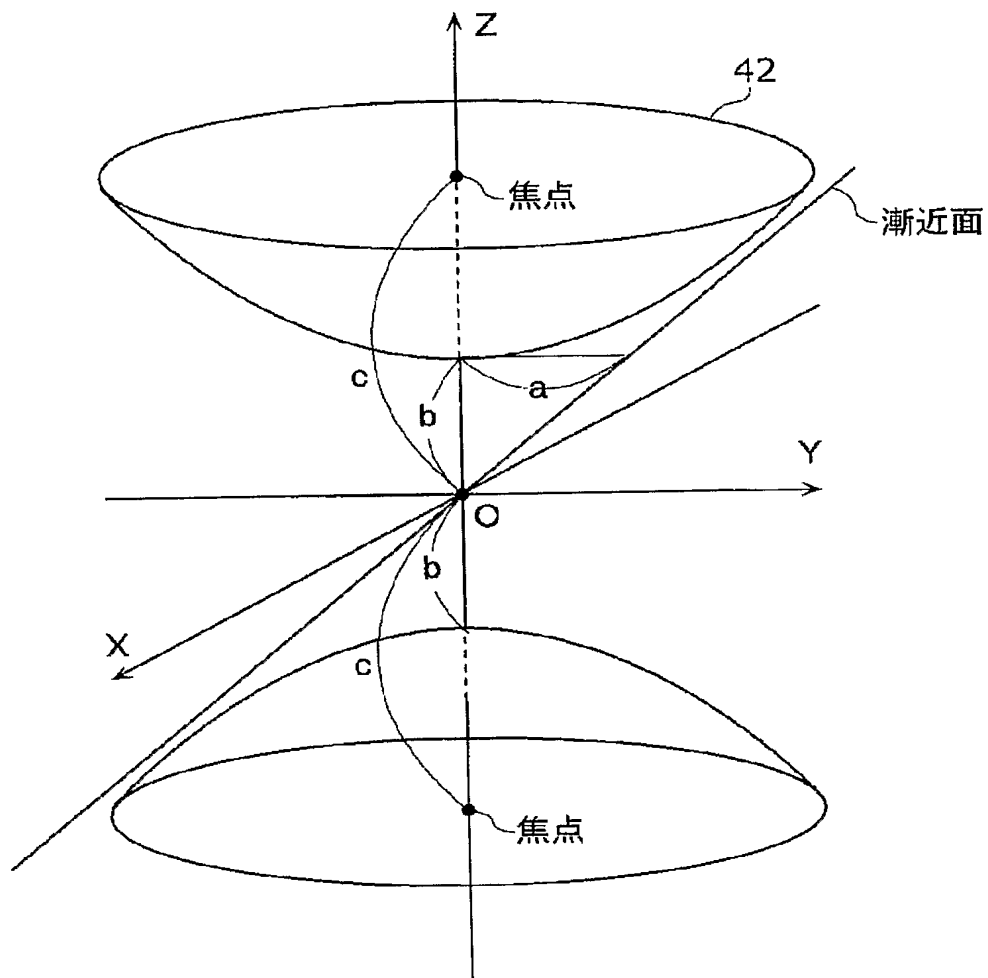
【図 2】



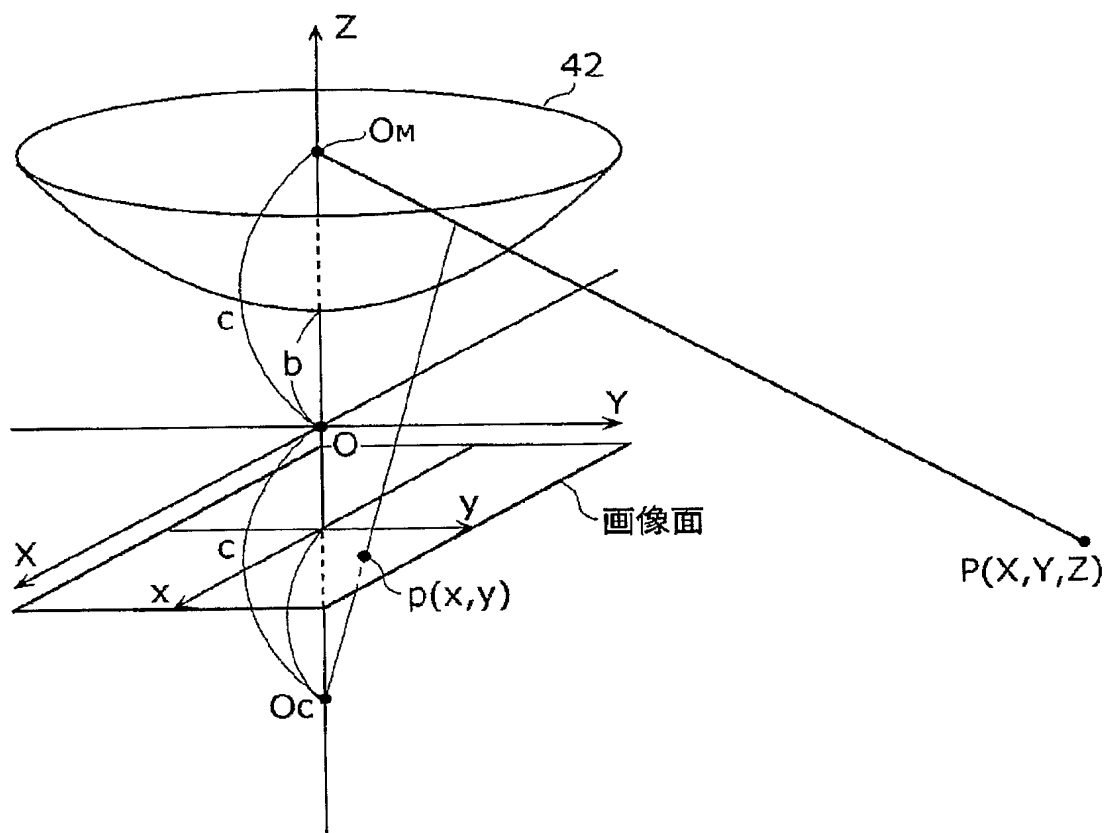
【図 3】



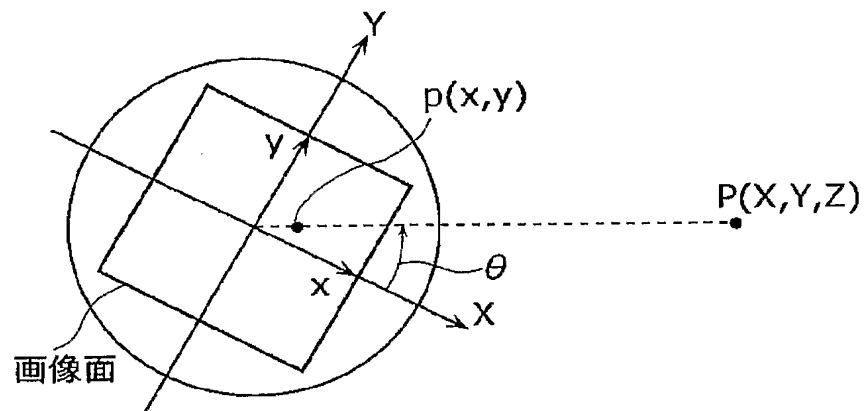
【図 4】



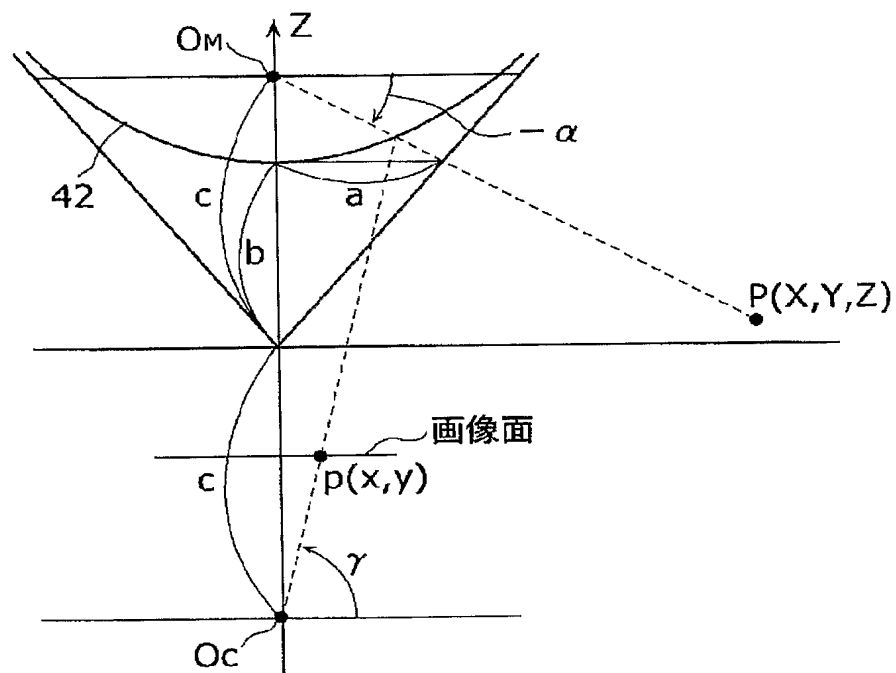
【図 5】



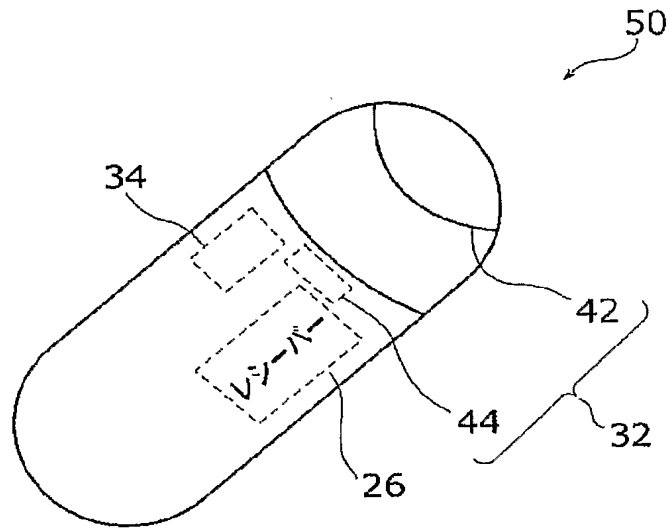
【図 6】



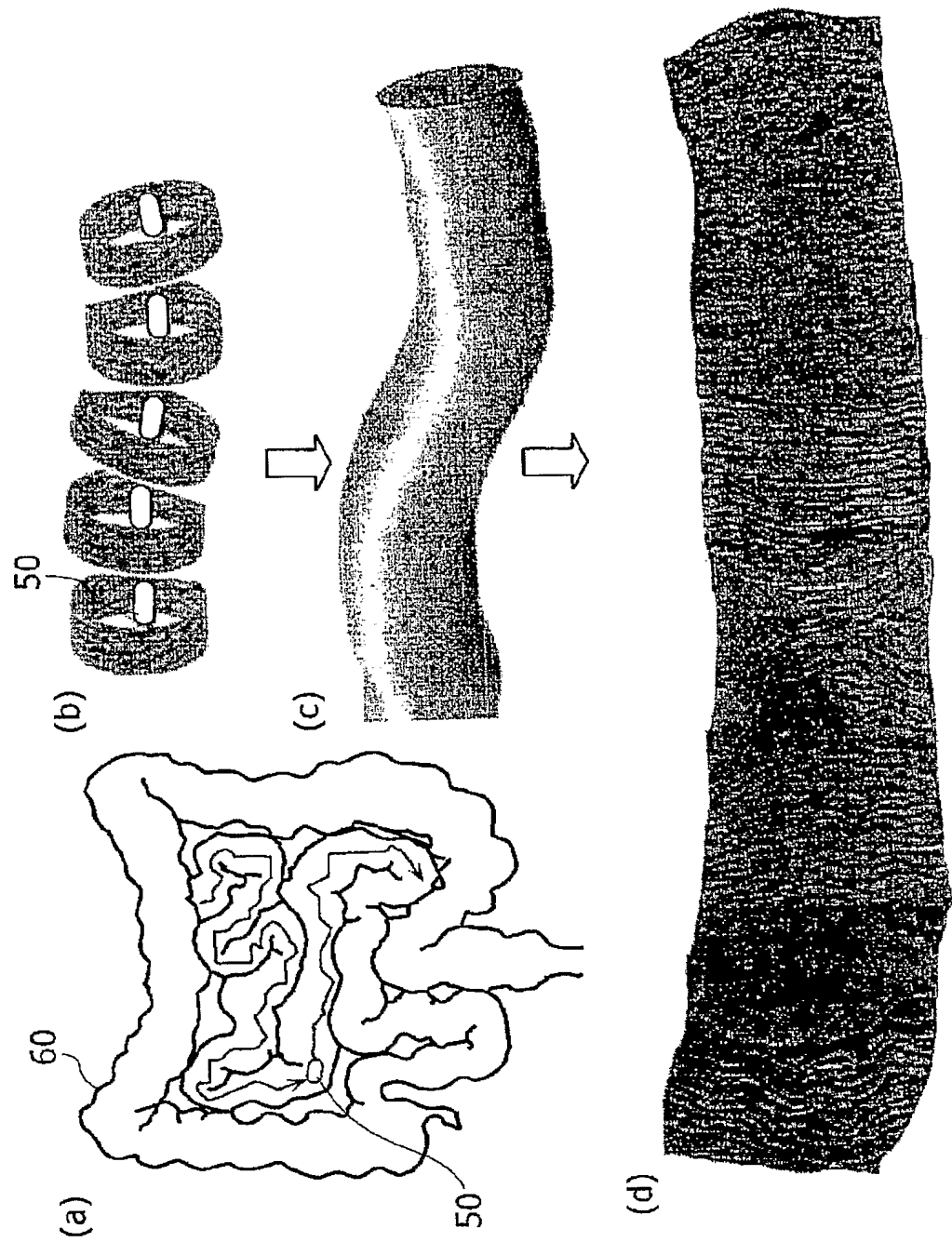
【図 7】



【図 8】

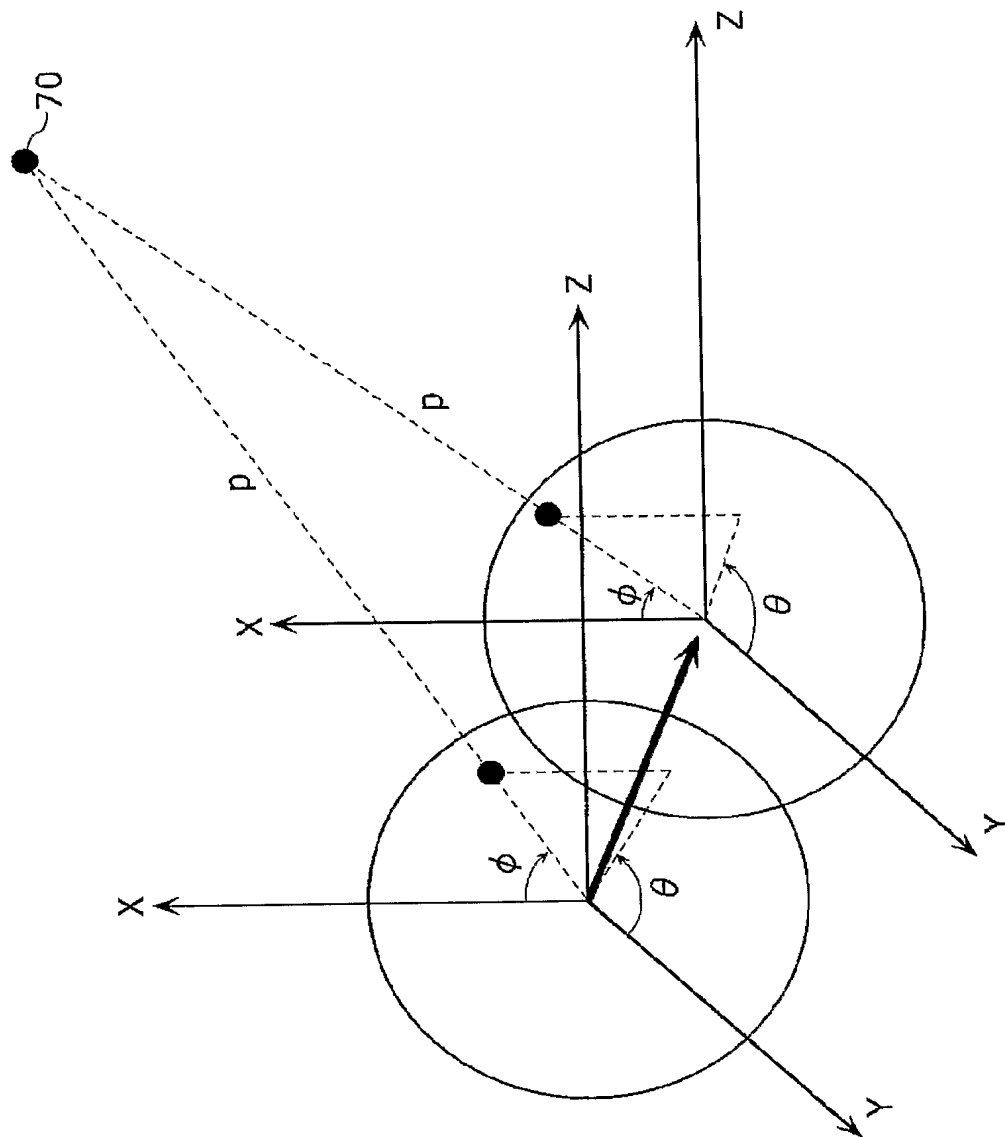


【図 9】

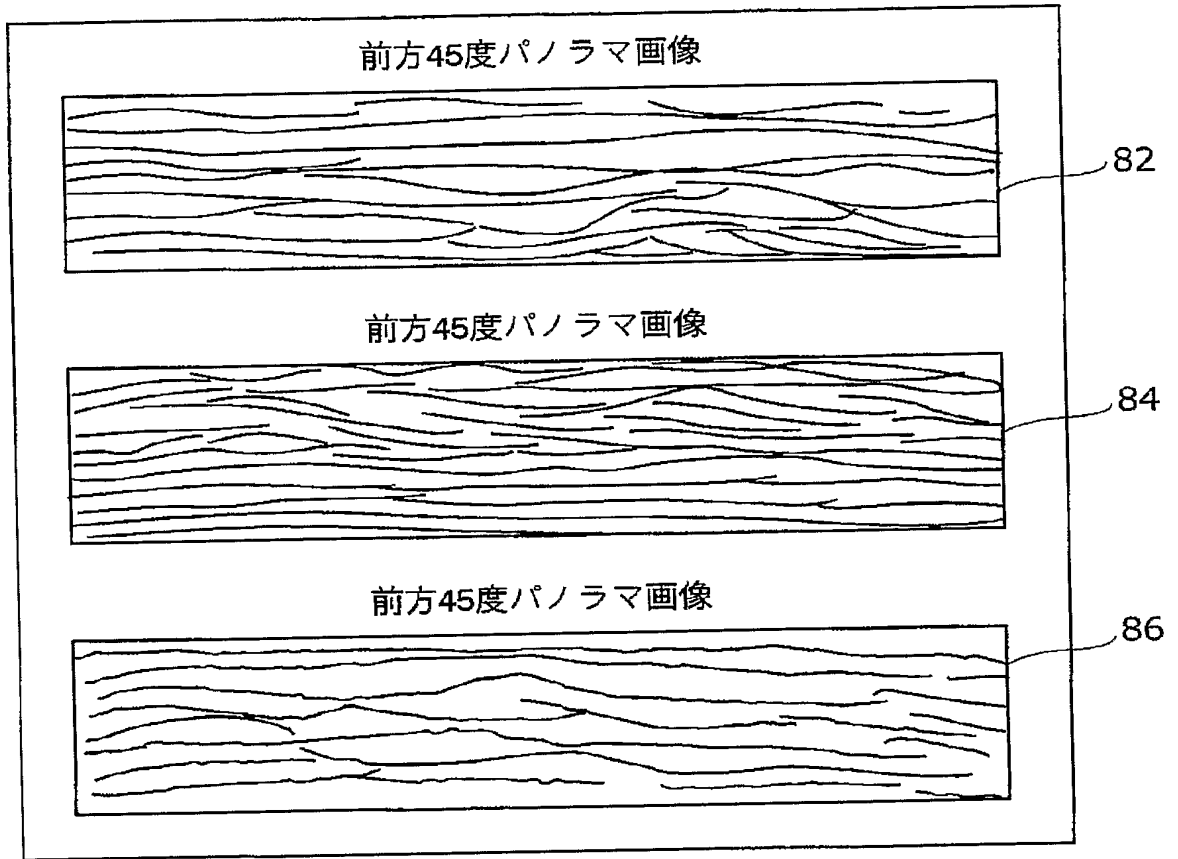




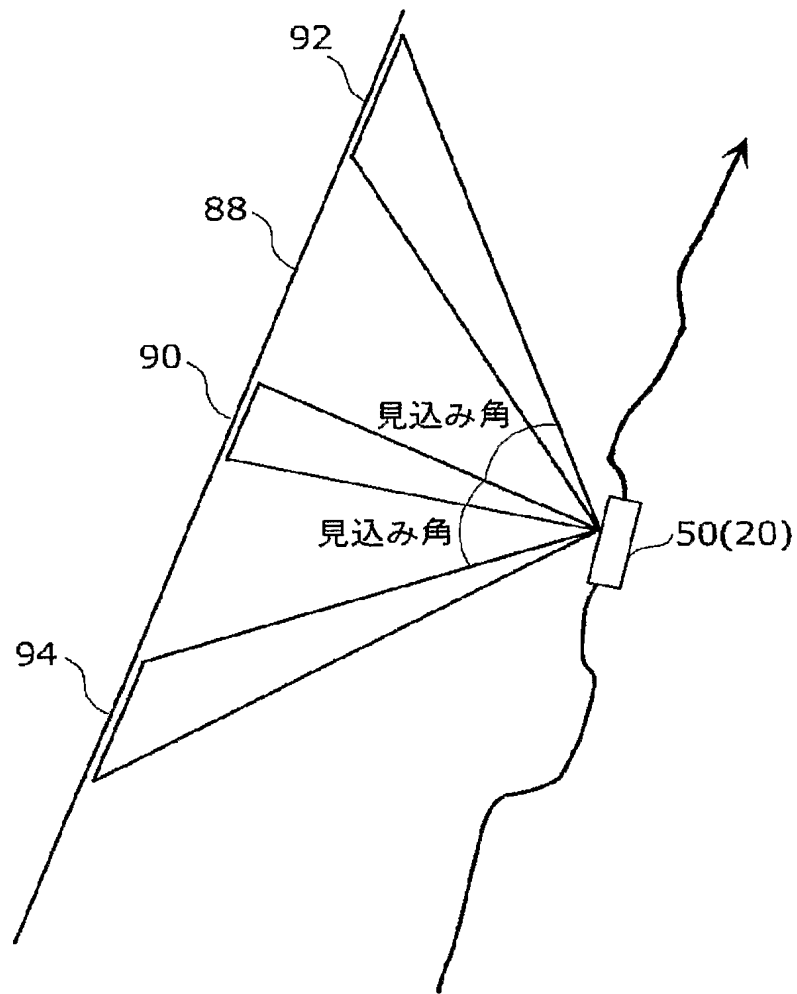
【図 10】



【図 11】



【図 12】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 死角がなく、医師による病巣の見落としを防止可能な内視鏡および内視鏡システムを提供する。

【解決手段】 消化器官内を撮像する内視鏡であって、内視鏡の先端部 24 には、全方位カメラ 32 と、照明 34 と、鉗子 36 と、洗浄水噴射口 38 とが備えられている。全方位カメラ 32 は、消化器官内を撮像するための装置であり、周囲 360 度の画像を撮像可能である。プローブ型内視鏡 20 には直交コイルからなるレシーバー 26 が備えられており、レシーバー 26 は、プローブ型内視鏡 20 の位置および姿勢を推定するために用いられる。全方位カメラ 32 で撮像された画像は、プローブ型内視鏡 20 に接続された画像処理装置 22 の表示部 28 に表示される。

【選択図】 図 2

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2004-041209
受付番号	50400260111
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成16年 2月23日

<認定情報・付加情報>

【提出日】

平成16年 2月18日

【書類名】 出願人名義変更届  
【提出日】 平成16年12月 1日  
【あて先】 特許庁長官殿  
【事件の表示】  
【出願番号】 特願2004- 41209  
【承継人】  
【識別番号】 504176911  
【氏名又は名称】 国立大学法人大阪大学  
【承継人代理人】  
【識別番号】 100109210  
【弁理士】  
【氏名又は名称】 新居 広守  
【電話番号】 06-4806-7530  
【手数料の表示】  
【予納台帳番号】 049515  
【納付金額】 4,200円  
【提出物件の目録】  
【物件名】 持分譲渡証書 2  
【提出物件の特記事項】 追って補充する。  
【物件名】 同意書 2  
【提出物件の特記事項】 追って補充する。  
【物件名】 委任状 1  
【援用の表示】 平成16年12月1日提出の包括委任状を援用する。

## 認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2004-041209
受付番号	50402049966
書類名	出願人名義変更届
担当官	新井 裕善 7660
作成日	平成17年 1月17日

## &lt;認定情報・付加情報&gt;

## 【承継人】

【識別番号】	504176911
【住所又は居所】	大阪府吹田市山田丘1番1号
【氏名又は名称】	国立大学法人大阪大学

## 【承継人代理人】

申請人

【識別番号】	100109210
【住所又は居所】	大阪府大阪市淀川区西中島3丁目11番26号 新大阪末広センタービル3階 新居国際特許事務 所内
【氏名又は名称】	新居 広守

特願 2 0 0 4 - 0 4 1 2 0 9

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [ 5 9 8 0 8 1 1 1 5 ]

1. 変更年月日	1 9 9 8 年 5 月 1 4 日
[変更理由]	新規登録
住 所	兵庫県芦屋市伊勢町 4 番 8 号
氏 名	八木 康史



特願 2 0 0 4 - 0 4 1 2 0 9

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [ 5 0 4 0 6 2 9 3 5 ]

1. 変更年月日 2 0 0 4 年 2 月 1 8 日

[変更理由] 新規登録

住 所 大阪府大阪市住吉区東粉浜 3 丁目 3 0 番 1 3 号

氏 名 越後 富夫

特願 2 0 0 4 - 0 4 1 2 0 9

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 5 0 4 1 7 6 9 1 1 ]

1. 変更年月日 2 0 0 4 年 5 月 6 日  
[変更理由] 新規登録  
住 所 大阪府吹田市山田丘 1 - 1  
氏 名 国立大学法人大阪大学
2. 変更年月日 2 0 0 4 年 7 月 2 日  
[変更理由] 住所変更  
住 所 大阪府吹田市山田丘 1 番 1 号  
氏 名 国立大学法人大阪大学